

## Imaging method and device using shearing waves

No. Publication  
(Sec.) : ☐ US6770033

Date de publication : 2004-08-03

Inventeur : FINK MATHIAS [FR]; SANDRIN LAURENT [FR]; TANTER MICHAEL [FR];  
CATHELINE STEFAN [FR]

Déposant : ELASTOGRAPHIE IMPULSIONNELLE P [FR]

Numéro original : ☐ FR2791136

No.  
d'enregistrement : US20020936462 20020108

No. de priorité : FR19990003157 19990315; WO2000FR00599 20000313

Classification IPC : A61B8/00; A61B5/103

Classification EC : A61B8/08, G01N29/04H, G01N29/06

Brevets  
correspondants : AU3296300, ☐ AU762374, BR0009022, ☐ CA2366265, CN1174246C,  
CN1343310, ☐ EP1169636 (WO0055616), JP2002538911T, ☐ WO0055616,  
ZA200107552

### Abrégé

The invention concerns an image method for observing the propagation of low-frequency shearing pulse wave simultaneously in multiple points of a diffusing viscoelastic medium. The method consists in transmitting at a very high rate ultrasonic compression waves enabling to obtain a succession of images of the medium; then in delayed processing of the resulting images by intercorrelation to determine in each point of each image the movements of the medium while the shearing wave is being propagated.

Données fournies par la base d'esp@cenet - I2

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**

①9 RÉPUBLIQUE FRANÇAISE  
INSTITUT NATIONAL  
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE  
PARIS

①1 N° de publication :

2 791 136

(à n'utiliser que pour les  
commandes de reproduction)

②1 N° d'enregistrement national :

99 03157

⑤1 Int Cl<sup>7</sup> : G 01 N 29/00, G 06 T 1/00, A 61 B 8/00

⑫

## DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

②2 Date de dépôt : 15.03.99.

③0 Priorité :

④3 Date de mise à la disposition du public de la  
demande : 22.09.00 Bulletin 00/38.

⑤6 Liste des documents cités dans le rapport de  
recherche préliminaire : *Se reporter à la fin du  
présent fascicule*

⑥0 Références à d'autres documents nationaux  
apparentés :

⑦1 Demandeur(s) : FINK MATHIAS — FR, SANDRIN  
LAURENT — FR, TANTER MICHAEL — FR et CATHE-  
LINE STEFAN — FR.

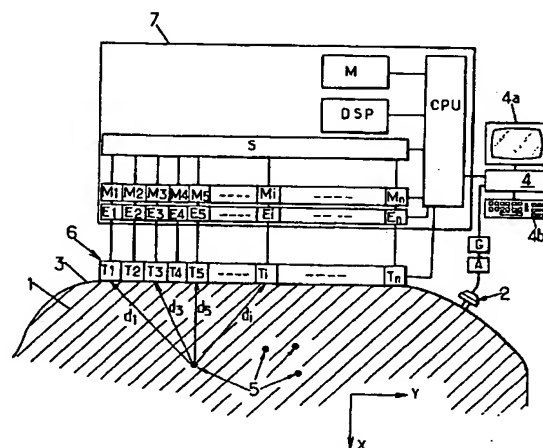
⑦2 Inventeur(s) : FINK MATHIAS, SANDRIN LAURENT,  
TANTER MICHAEL et CATHELINE STEFAN.

⑦3 Titulaire(s) :

⑦4 Mandataire(s) : CABINET PLASSERAUD.

⑤4 PROCÉDE ET DISPOSITIF D'IMAGERIE UTILISANT LES ONDES DE CISAILEMENT.

⑤7 Procédé d'imagerie pour observer la propagation  
d'une onde impulsionnelle de cisaillement basse fréquence  
simultanément en une multitude de points d'un milieu vis-  
coélastique diffusant (1). A cet effet, on émet à cadence ul-  
trarapide des ondes ultrasonores de compression qui  
permettent d'obtenir une succession d'images du milieu,  
puis on traite en temps différé les images ainsi obtenues par  
intercorrélation, pour déterminer en chaque point de chaque  
image les mouvements du milieu lors de la propagation de  
l'onde de cisaillement.



FR 2 791 136 - A1



Procédé et dispositif d'imagerie utilisant les ondes de cisaillement.

La présente invention est relative aux procédés et  
5 dispositifs d'imagerie utilisant les ondes de cisaillement.

Plus particulièrement, l'invention concerne un  
procédé d'imagerie utilisant les ondes de cisaillement  
pour observer un milieu viscoélastique diffusant qui con-  
10 tient des particules réfléchissant les ondes ultrasonores  
de compression, procédé dans lequel on génère une onde  
élastique de cisaillement dans le milieu viscoélastique et  
on observe, au moyen d'au moins une onde ultrasonore de  
compression, le déplacement du milieu viscoélastique sou-  
15 mis à ladite onde de cisaillement.

Le document US-A-5 810 731 décrit un exemple d'un  
tel procédé, dans lequel l'onde de cisaillement est géné-  
rée localement à l'intérieur du milieu viscoélastique ob-  
servé, au moyen de la pression de radiation d'une onde ul-  
20 trasonore modulée et focalisée sur un point à observer. On  
envoie ensuite sur ce point focal une onde ultrasonore  
supplémentaire dont la réflexion permet de connaître cer-  
tains paramètres de propagation de l'onde de cisaillement  
(notamment la viscosité dynamique du milieu et son module  
25 de cisaillement) au niveau du point focal susmentionné.

Cette technique présente l'inconvénient de permet-  
tre l'analyse d'un seul point du milieu viscoélastique  
étudié à chaque fois qu'une onde de cisaillement est géné-  
rée. Si l'on veut obtenir une image complète du milieu  
30 viscoélastique observé, il est nécessaire de répéter

l'opération un très grand nombre de fois, ce qui implique un temps de pause important (par exemple, plusieurs minutes) pour obtenir cette image.

Ce temps de pause important rend ce procédé de l'art antérieur peu pratique à utiliser.

De plus, un tel temps de pause peut nuire à l'utilisation dudit procédé pour obtenir une image d'un tissu vivant, qui est toujours en mouvement.

La présente invention a notamment pour but de pallier ces inconvénients.

A cet effet, selon l'invention, un procédé du genre en question est essentiellement caractérisé en ce qu'on génère l'onde de cisaillement en appliquant au milieu viscoélastique une excitation ayant la forme d'une impulsion basse fréquence qui présente une fréquence centrale  $f$  comprise entre 20 et 5000 Hz, cette impulsion basse fréquence présentant une durée comprise entre  $1/2f$  et  $20/f$ ,

en ce qu'il comporte une étape d'observation de propagation au cours de laquelle on observe la propagation de l'onde de cisaillement simultanément en une multitude de points dans le milieu observé, ces points formant un champ d'observation sensiblement continu s'étendant au moins selon un premier axe, cette étape d'observation de propagation de l'onde de cisaillement consistant à :

- émettre dans le milieu observé une succession d'au moins 10 tirs d'ondes ultrasonores de compression à une cadence comprise entre 100 et 100 000 tirs par seconde,

- détecter et enregistrer en temps réel les échos générés par les particules réfléchissantes du milieu viscoélastique à chaque tir d'onde ultrasonore, ces échos correspondant (directement ou indirectement) à des images successives du milieu observé,  
et en ce que ledit procédé comporte en outre une étape ultérieure de traitement d'image au cours de laquelle on traite en temps différé les images ainsi obtenues au moins par intercorrélacion entre images successives, pour déterminer en chaque point du champ d'observation un paramètre de mouvement choisi entre le déplacement et la déformation du milieu viscoélastique, de façon à obtenir ainsi une succession d'images montrant l'évolution du paramètre de mouvement du milieu viscoélastique sous l'effet de la propagation de l'onde de cisaillement.

Grâce à ces dispositions, on obtient un film illustrant clairement la propagation de l'onde de cisaillement dans le milieu viscoélastique, qui peut permettre par exemple, dans des applications médicales, de repérer directement des zones cancéreuses dans les tissus d'un patient : la propagation des ondes de cisaillement s'y déroule en effet très différemment des zones voisines.

Ce repérage s'effectue beaucoup plus facilement que par une observation classique par simple échographie ultrasonore, puisque la propagation des ondes de cisaillement est fonction du module de cisaillement du milieu, lui-même très variable entre une zone de tissus sains et une zone de tissus cancéreux : le module de cisaillement varie typiquement dans un rapport de 1 à 30 entre une zone saine et une zone cancéreuse, alors que le module de com-

pression, qui régit la propagation des ondes acoustiques de compression utilisées dans l'échographie ultrasonore, varie seulement de l'ordre de 5% entre un tissu sain et un tissu cancéreux.

5           On notera que le film obtenu illustre la propagation de l'onde de cisaillement beaucoup plus clairement que la simple succession des images données par les particules réfléchissantes du milieu, puisque ledit film permet de visualiser à chaque instant les zones du milieu observé  
10 qui subissent des mouvements de même ampleur du fait de la propagation de l'onde de cisaillement, alors que la succession des images des particules réfléchissantes ne permettrait de visualiser qu'un brouillard de points lumineux en mouvement.

15           Dans des modes de réalisation préférés du procédé selon l'invention, on peut éventuellement avoir recours en outre à l'une et/ou à l'autre des dispositions suivantes :

- la durée de l'impulsion basse fréquence est comprise entre  $1/2f$  et  $2f$  ;
- 20           - la fréquence centrale de l'impulsion basse fréquence est comprise entre 30 et 1000 Hz ;
- le milieu viscoélastique observé est constitué par un corps vivant comprenant au moins un organe interne soumis à des mouvements impulsionnels, l'impulsion basse  
25 fréquence qui génère l'onde de cisaillement étant constituée par un mouvement impulsionnel dudit organe interne ;
- le milieu viscoélastique observé est délimité par une surface extérieure, et l'impulsion basse fréquence  
est appliquée au niveau de cette surface extérieure ;

- l'impulsion basse fréquence est appliquée par un moyen d'excitation choisi parmi :

. une onde acoustique générée par au moins un transducteur acoustique,

5 . et un choc généré localement par contact physique au niveau de la surface extérieure du milieu viscoélastique ;

- on émet les tirs d'ondes ultrasonores de compression et on détecte les échos générés par les particules réfléchissantes du milieu viscoélastique, au moyen  
10 d'une batterie de transducteurs qui comprend au moins un transducteur et qui est disposée au contact de la surface extérieure du milieu viscoélastique, l'onde de cisaillement étant appliquée au milieu viscoélastique en imposant  
15 un déplacement impulsionnel à ladite batterie de transducteurs ;

- ledit paramètre de mouvement est la déformation du milieu viscoélastique : cette disposition est particulièrement utile dans le dernier cas envisagé ci-dessus,  
20 puisqu'elle permet de s'affranchir du déplacement de la batterie de transducteurs, déplacement qui perturberait sinon la mesure du déplacement des points du champ d'observation ;

- au cours de l'observation de la propagation de  
25 l'onde de cisaillement, on émet entre 100 et 10 000 tirs d'ondes ultrasonores de compression à une cadence comprise entre 100 et 100 000 tirs par seconde ;

- le champ d'observation s'étend au moins selon un plan comprenant d'une part, le premier axe et d'autre  
30 part, un deuxième axe perpendiculaire au premier axe ;



- au cours de l'étape d'observation de propagation, on utilise une batterie de plusieurs transducteurs acoustiques disposés au moins selon le deuxième axe pour émettre les tirs d'ondes ultrasonores de compression et  
5 détecter les échos générés par les particules réfléchissantes du milieu viscoélastique, les échos détectés par chaque transducteur acoustique étant mémorisés directement sans traitement préalable au cours de l'étape d'observation de propagation, et l'étape de traitement d'image comprenant une sous-étape préliminaire de formation de voies  
10 au cours de laquelle on génère une image du milieu viscoélastique correspondant à chaque tir d'onde ultrasonore de compression, par combinaison d'au moins certains des échos reçus par les différents transducteurs ;

15 - l'étape de traitement d'images est suivie (immédiatement ou non) par une étape de visualisation au cours de laquelle on visualise au ralenti un film constitué par la succession des images traitées, chaque point de chaque image présentant un paramètre optique qui varie  
20 suivant la valeur du paramètre de mouvement affecté à ce point ;

- le paramètre optique est choisi parmi le niveau de gris et le niveau chromatique ;

- l'étape de traitement d'images est suivie (immédiatement ou non) par une étape de cartographie au cours  
25 de laquelle, à partir de l'évolution du paramètre de mouvement au cours du temps dans le champ d'observation, on calcule au moins un paramètre de propagation de l'onde de cisaillement en au moins certains points du champ d'obser-  
30 vation ;

- le paramètre de propagation de l'onde de cisaillement qui est calculé au cours de l'étape de cartographie est choisi parmi la vitesse des ondes de cisaillement, le module de cisaillement, l'atténuation des ondes de cisaillement, l'élasticité de cisaillement, et la viscosité de cisaillement.

Par ailleurs, l'invention a également pour objet un dispositif d'imagerie utilisant les ondes de cisaillement pour observer un milieu viscoélastique diffusant qui contient des particules réfléchissant les ondes ultrasonores de compression, ce dispositif comprenant des moyens d'excitation pour générer une onde élastique de cisaillement dans le milieu viscoélastique et des moyens d'acquisition pour observer, au moyen d'au moins une onde ultrasonore de compression, le déplacement du milieu viscoélastique soumis à ladite onde de cisaillement, caractérisé en ce que les moyens d'excitation sont adaptés pour appliquer au milieu viscoélastique une excitation ayant la forme d'une impulsion basse fréquence qui présente une fréquence centrale  $f$  comprise entre 20 et 5000 Hz, cette impulsion basse fréquence présentant une durée comprise entre  $1/2f$  et  $20/f$ , en ce que les moyens d'acquisition sont adaptés pour observer la propagation de l'onde de cisaillement simultanément en une multitude de points dans le milieu observé, ces points formant un champ d'observation sensiblement continu s'étendant au moins selon un premier axe, lesdits moyens d'acquisition étant adaptés pour :

- émettre dans le milieu observé une succession d'au moins 10 tirs d'ondes ultrasonores de compression à

une cadence comprise entre 100 et 100 000 tirs par seconde,

- détecter et enregistrer en temps réel les échos générés par les particules réfléchissantes du milieu viscoélastique à chaque tir d'onde ultrasonore, ces échos correspondant (directement ou indirectement) à des images successives du milieu observé, et en ce que ledit dispositif comporte en outre des moyens de traitement d'image adaptés pour traiter en temps différé les images obtenues à partir des moyens d'observation, au moins par intercorrélation entre images successives, pour déterminer en chaque point du champ d'observation un paramètre de mouvement choisi entre le déplacement et la déformation du milieu viscoélastique, de façon à obtenir ainsi une succession d'images montrant l'évolution du paramètre de mouvement du milieu viscoélastique sous l'effet de la propagation de l'onde de cisaillement.

Dans des modes de réalisation préférés du dispositif selon l'invention, on peut éventuellement avoir recours en outre à l'une et/ou à l'autre des dispositions suivantes :

- les moyens d'observation comprennent une batterie de transducteurs qui inclut au moins un transducteur et qui est adaptée pour être disposée au contact d'une surface extérieure délimitant le milieu viscoélastique, les moyens d'excitation étant adaptés pour imposer un déplacement impulsif à ladite batterie de transducteurs ;

- ledit paramètre de mouvement est la déformation du milieu viscoélastique ;

- le champ d'observation s'étend au moins selon un plan comprenant d'une part, le premier axe et d'autre part, un deuxième axe perpendiculaire au premier axe, la batterie de transducteurs comportant plusieurs transduc-  
5 teurs disposés au moins selon le deuxième axe, des moyens de commande étant prévus pour sélectivement faire fonctionner le dispositif soit dans le mode d'imagerie par ondes de cisaillement, soit dans un mode d'échographie standard permettant d'acquérir entre 10 et 100 images par se-  
10 conde.

D'autres caractéristiques et avantages de l'invention apparaîtront au cours de la description suivante de plusieurs de ses formes de réalisation, données à titre d'exemples non limitatifs, en regard des dessins joints.

15 Sur les dessins :

- la figure 1 est une vue schématique d'un dispositif d'imagerie par ondes de cisaillement selon une forme de réalisation de l'invention,

- et la figure 2 est une vue de détail montrant  
20 une variante du dispositif de la figure 1.

Sur les différentes figures, les mêmes références désignent des éléments identiques ou similaires.

La figure 1 représente un exemple de dispositif d'imagerie par ondes de cisaillement selon l'invention,  
25 pour étudier la propagation des ondes élastiques de cisaillement dans un milieu viscoélastique 1 qui est diffusant vis à vis des ondes ultrasonores de compression, et qui peut être par exemple :

- un corps inerte, notamment dans le cas du contrôle de qualité pour des applications industrielles, notamment agro-alimentaires,

- ou un corps vivant, par exemple une partie du corps d'un patient, dans le cas des applications médicales.

Ce dispositif comporte un transducteur acoustique tel qu'un haut-parleur 2 ou un pot vibreur qui est disposé contre la surface extérieure 3 du milieu observé 1, cette surface 3 étant constituée par exemple par la peau du patient dans les applications médicales.

Le haut-parleur 2 peut être commandé par un micro-ordinateur 4, par exemple par l'intermédiaire d'un circuit générateur d'impulsions basse fréquence G (ce circuit peut être constitué notamment par la carte son du micro-ordinateur 4) et d'un amplificateur A, pour appliquer à la surface 3 du milieu observé une excitation sous la forme d'une impulsion basse fréquence, de façon à générer une onde de cisaillement dans le milieu viscoélastique 1.

Cette impulsion basse fréquence présente en général une amplitude pouvant être de l'ordre de 1 mm et une fréquence centrale  $f$  comprise entre 20 et 5000 Hz, appliquée pendant une durée comprise entre  $1/2f$  et  $20/f$ . De préférence, la durée d'application de l'impulsion basse fréquence est comprise entre  $1/2f$  et  $2f$  et la fréquence  $f$  est comprise entre 30 et 1000 Hz, cette fréquence pouvant typiquement être de l'ordre de 50 Hz.

En variante l'onde acoustique de cisaillement pourrait également être obtenue (avec les caractéristiques susmentionnées d'amplitude et de fréquence) :

- par un choc généré localement par contact physique au niveau de la surface extérieure du milieu viscoélastique, par au moins un actionneur mécanique automatique commandé par le micro-ordinateur 4,
- 5       - par un choc appliqué manuellement par contact physique au niveau de la surface extérieure du milieu viscoélastique,
- ou encore, par un mouvement impulsionnel naturel d'un organe interne du corps humain ou animal (par
- 10 exemple un battement du cœur) dans les applications médicales.

L'onde élastique de cisaillement produite par le haut-parleur 2 se déplace avec une vitesse  $C_s$  relativement faible, de l'ordre de quelques m/s (typiquement, de 1 à 10

15 m/s dans le corps humain) en produisant des mouvements internes dans le milieu viscoélastique 1 observé.

Ces mouvements sont suivis en envoyant dans le milieu 1, des ondes ultrasonores de compression qui interagissent avec les particules diffusantes 5 contenues dans

20 le milieu 1, lesquelles particules sont réfléchissantes pour les ondes ultrasonores de compression. Les particules 5 peuvent être constituées par toute hétérogénéité du milieu 1, et notamment, lorsqu'il s'agit d'une application médicale, par des particules de collagène présentes dans

25 les tissus humains.

Pour observer la propagation de l'onde de cisaillement, on utilise donc une sonde ultrasonore 6 disposée contre la surface extérieure 3 du milieu observé 1. Cette sonde envoie, selon un axe X, des impulsions d'ondes

30 ultrasonores de compression du type de celles couramment

utilisées en échographie, à une fréquence comprise par exemple entre 1 et 100 MHz et de préférence entre 3 et 15 MHz. On notera que la sonde 6 peut être disposée :

- soit du même côté du milieu 1 que le haut-parleur 2, comme représenté sur la figure 1,
- soit à l'opposé du haut-parleur 2 par rapport au milieu 1,
- soit dans toute autre position, par exemple dans une disposition transversale par rapport au haut-parleur 2.

La sonde ultrasonore 6 est constituée par une batterie de  $n$  transducteurs ultrasonores  $T_1, T_2, \dots, T_i, \dots, T_n$ ,  $n$  étant un nombre entier  $n$  au moins égal à 1.

Cette sonde 6 se présente le plus souvent sous la forme d'une barrette linéaire pouvant comprendre par exemple  $n = 128$  transducteurs alignés selon un axe  $Y$  perpendiculaire à l'axe  $X$ , envoyant simultanément leurs impulsions d'ondes ultrasonores de façon à générer une onde "plane" (c'est à dire en l'occurrence une onde dont le front d'onde est rectiligne dans le plan  $X, Y$ ) ou tout autre type d'onde éclairant l'ensemble du champ d'observation.

En variante, la batterie 2 de transducteurs peut éventuellement être réduite à un transducteur unique  $T_1$ , ou au contraire se présenter sous la forme d'un réseau à deux dimensions s'étendant par exemple selon un plan perpendiculaire à l'axe  $X$ .

Chacun des transducteurs  $T_1, T_2, \dots, T_n$  est commandé par le micro-ordinateur 4 ou par une unité centrale CPU (qui est contenue par exemple dans une baie électronique 7 reliée par un câble souple à la sonde 6), pour émet-

tre des tirs successifs d'ondes de compression ultrasonores dans le milieu 2, au cours d'une phase d'observation qui peut durer par exemple moins d'une seconde et au cours de laquelle sont émis p tirs d'ondes ultrasonores de compression (p étant un entier compris entre 100 et 10 000 et de préférence entre 1000 et 100 000), à une cadence comprise entre 100 et 100 000 tirs par seconde et de préférence comprise entre 1000 et 100 000 tirs par seconde, notamment entre 1000 et 10 000 tirs par seconde (cette cadence est limitée par le temps d'aller-retour de l'onde de compression dans le milieu 1, donc par l'épaisseur du milieu 1 dans la direction X : il faut en effet que tous les échos générés par l'onde de compression aient été reçus par la sonde 6 avant d'envoyer une nouvelle onde de compression).

Les tirs d'ondes ultrasonores de compression de la phase d'observation commencent de préférence juste avant l'émission de l'onde de cisaillement.

De plus, dans le cas où l'onde de cisaillement est générée par un mouvement impulsionnel d'un organe d'un corps vivant, on peut avantageusement synchroniser le démarrage des tirs d'ondes ultrasonores de compression avec ce mouvement impulsionnel. par exemple dans le cas où l'onde de cisaillement est générée par un battement de cœur, on peut synchroniser le démarrage des tirs d'ondes ultrasonores de compression avec une phase choisie de l'électrocardiogramme.

Chacun de ces tirs donne lieu à la propagation d'une onde ultrasonore de compression dans le milieu 1, avec une vitesse de propagation beaucoup plus élevée que



les ondes de cisaillement, par exemple de l'ordre de 1500 m/s dans le corps humain.

L'onde ultrasonore ainsi générée interagit avec les particules réfléchissantes 5, ce qui génère des échos ou autres perturbations analogues du signal, connus en soi sous le nom de "bruits de speckle" dans le domaine de l'échographie.

Ces "bruits de speckle" sont captés par les transducteurs  $T_1, \dots, T_n$  après chaque tir. Le signal  $s_{ij}(t)$  ainsi capté par chaque transducteur  $T_i$  après le tir n°  $j$  est tout d'abord échantillonné à haute fréquence (par exemple de 30 à 100 MHz) et numérisé en temps réel (par exemple sur 8 bits, ou dans certains cas sur 1 bit) par un échantillonneur appartenant à la baie 7 et relié à ce transducteur, respectivement  $E_1, E_2, \dots, E_n$ .

Le signal  $s_{ij}(t)$  ainsi échantillonné et numérisé est ensuite mémorisé, également en temps réel, dans une mémoire  $M_i$  appartenant à la baie 7 et propre au transducteur  $T_i$ .

Chaque mémoire  $M_i$  présente par exemple une capacité de l'ordre de 1 Mo, et contient l'ensemble des signaux  $s_{ij}(t)$  reçus successivement pour les tirs  $j = 1$  à  $p$ .

En temps différé, après la mémorisation de tous les signaux  $s_{ij}(t)$  correspondant à une même propagation d'onde de cisaillement, l'unité centrale CPU fait retraiter ces signaux par un circuit sommateur  $S$  appartenant à la baie 7 (ou bien elle effectue elle-même ce traitement, ou encore ledit traitement peut être effectué dans le micro-ordinateur 4), par un processus classique de formation de voies.

On génère ainsi des signaux  $S_j(x, y)$  qui correspondent chacun à l'image du champ d'observation après le tir n° j.

Par exemple, on peut déterminer un signal  $S_j(t)$   
5 par la formule suivante :

$$S_j(t) = \sum_{i=1}^n \alpha_i(x, y) s_{ij}[t(x, y) + d_i(x, y)/V]$$

où :

-  $s_{ij}$  est le signal brut perçu par le transduc-  
teur n° i après le tir d'onde ultrasonore de compression  
10 n° j,

-  $t(x, y)$  est le temps mis par l'onde ultrasonore  
de compression pour atteindre le point du champ  
d'observation de coordonnées  $(x, y)$ , avec  $t = 0$  au début du  
tir n° j,

15 -  $d_i(x, y)$  est la distance entre le point du champ  
d'observation de coordonnées  $(x, y)$  et le transducteur n°  
i, ou une approximation de cette distance,

-  $V$  est la vitesse moyenne de propagation des on-  
des acoustiques ultrasonores de compression dans le milieu  
20 viscoélastique observé.

- et  $\alpha_i(x, y)$  est un coefficient de pondération  
tenant compte de lois d'apodisation (en pratique, on pour-  
ra dans de nombreux cas considérer que  $\alpha_i(x, y) = 1$ ).

La formule ci-dessus s'applique mutatis mutandis  
25 lorsque le champ d'observation est à 3 dimensions (réseau  
plan de transducteurs), en remplaçant les coordonnées spa-  
tiales  $(x, y)$  par  $(x, y, z)$ .

Lorsque la sonde 6 comporte un seul transducteur, l'étape de formation de voies est inutile, et on a directement  $S_j(x) = s_j[2.x/V]$ , avec les mêmes notations que ci-dessus.

5           Après l'étape éventuelle de formation de voies, l'unité centrale CPU mémorise dans une mémoire centrale M appartenant à la baie 7 les signaux d'images  $S_j(x,y)$  ou  $S_j(x)$  ou  $S_j(x,y,z)$ , qui correspondent chacun au tir n° j. Ces signaux peuvent également être mémorisés dans le micro-ordinateur 4 lorsqu'il effectue lui-même le traitement  
10 d'image.

Ces images sont ensuite traitées deux à deux, toujours en temps différé, par intercorrélation. Cette intercorrélation peut être réalisée dans un circuit DSP appartenant à la baie 7, ou être programmée dans l'unité cen-  
15 trale CPU ou dans le micro-ordinateur 4.

A titre d'exemple, cette intercorrélation peut se faire en comparant les signaux  $S_j(x,y)$  et  $S_{j+1}(x,y)$  (dans le cas d'un champ d'observation à 2 dimensions) sur  
20 des fenêtres spatiales glissantes de longueur  $\Delta x$  prédéterminée, pouvant aller par exemple de  $\lambda$  à  $10\lambda$ , où  $\lambda$  est la longueur d'onde des ondes ultrasonores de compression (soit environ 0,42 à 4,2 mm à 3,5 MHz dans l'eau ou le corps humain). De plus, les fenêtres susmentionnées peu-  
25 vent se recouvrir l'une l'autre sur environ 20% de leur longueur selon l'axe X.

Au cours de ce processus d'intercorrélation, on maximise une fonction d'intercorrélation  $\langle S_j(x,y), S_{j+1}(x,y) \rangle$  afin de déterminer le déplacement subi

par chaque particule 5 donnant lieu à un écho ultrasonore, dans la direction X.

Des exemples de tels calculs d'intercorrélation sont donnés dans l'état de la technique, notamment par  
5 O'Donnell et al. (« Internal displacement and strain imaging using speckle tracking », IEEE transactions on ultrasonic, ferroelectrics, and frequency control, vol. 41, n° 3, mai 1994, p. 314-325) et par Ophir et al. (« Elastography : a quantitative method for imaging the  
10 elasticity of biological tissues », Ultrasonic imag., vol. 13, p.111-134, 1991).

On obtient ainsi une succession de champs de déplacements  $Djx(x,y)$  du milieu 1 sous l'effet de l'onde de cisaillement, dans la direction X.

15 Cette succession de champs de déplacements est stockée dans la mémoire M ou dans le micro-ordinateur 4 et peut être visualisée, notamment au moyen de l'écran 4a du micro-ordinateur, sous la forme d'un film ralenti où la valeur des déplacements est illustrée par un paramètre optique tel que par un niveau de gris ou par un niveau chromatique.  
20

On visualise ainsi parfaitement les différences de propagation de l'onde de cisaillement entre les zones de caractéristiques différentes du milieu 1, par exemple les  
25 tissus sains et les tissus cancéreux dans le cas d'une application médicale.

Ce film de propagation de l'onde de cisaillement est en outre superposable avec une image échographique classique, qui peut être générée par le dispositif décrit  
30 ci-dessus, lequel est apte à fonctionner :

- soit dans le mode d'imagerie par ondes de cisaillement,

- soit dans un mode d'échographie standard, en fonction des commandes reçues par exemple depuis le clavier 4b du micro-ordinateur.

Par ailleurs, il est également possible de calculer non pas les déplacements de chaque point du milieu observé 1, mais les déformations  $E_{jx}(x,y)$  du milieu dans la direction X, c'est à dire les dérivées des déplacements  $D_{jx}(x,y)$  par rapport à x.

Ces champs de déformations successifs sont utilisables comme précédemment pour visualiser clairement la propagation de l'onde de cisaillement sous la forme d'un film, et présentent en outre l'avantage de s'affranchir des déplacements de la sonde 6 par rapport au milieu observé 1.

Cette variante est particulièrement intéressante dans la forme de réalisation de la figure 2, où la sonde 6 est portée par le haut-parleur ou vibreur 2, ce qui implique forcément des mouvements de ladite sonde puisque c'est elle-même qui génère alors l'onde de cisaillement.

A partir des champs de déplacements ou de déformations, on peut le cas échéant procéder en outre à une étape de cartographie au cours de laquelle, à partir de l'évolution du paramètre de mouvement (déplacement ou déformation) au cours du temps dans le champ d'observation X, Y (ou X dans le cas d'un seul transducteur, ou X, Y, Z dans le cas d'un réseau plan de transducteurs), on calcule au moins un paramètre de propagation de l'onde de cisaillement, soit en certains points du champ d'observation

choisis par l'utilisateur à partir du micro-ordinateur 4, soit dans tout le champ d'observation.

Le paramètre de propagation de l'onde de cisaillement qui est calculé au cours de l'étape de cartographie est choisi par exemple parmi la vitesse  $C_s$  des ondes de cisaillement, le module de cisaillement  $\mu$ , l'atténuation  $\alpha$  des ondes de cisaillement, l'élasticité de cisaillement  $\mu$  et la viscosité de cisaillement  $\mu_2$ .

Ce calcul est effectué par un processus classique d'inversion, dont un exemple est donné ci-après dans le cas d'un champ d'observation à deux dimensions (le même processus s'appliquerait mutatis mutandis dans le cas d'un champ d'observation à une ou à trois dimensions, respectivement pour un seul transducteur T1 ou pour un réseau plan de transducteurs).

Dans cet exemple on fera l'approximation que la viscosité de cisaillement  $\mu_2$  est nulle et que le milieu est isotrope.

L'équation d'onde donnant le vecteur déplacement  $D$  de chaque point du milieu 1 s'écrit :

$$\rho \frac{\partial^2 \tilde{D}}{\partial t^2} = \Delta(\mu \tilde{D}) \quad (I),$$

où  $\rho$  est la densité du milieu 1,  $\mu$  est le module de cisaillement (par hypothèse réduit à sa partie réelle l'élasticité de cisaillement  $\mu_1$  puisque la viscosité de cisaillement  $\mu_2$  est supposée nulle).

Pour la première composante  $u$  du vecteur  $D$ , c'est à dire pour le déplacement du milieu 1 dans la direction  $X$ , on a donc :

$$\rho \frac{\partial^2 u}{\partial t^2} = \frac{\partial^2 (\mu u)}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 (\mu u)}{\partial y^2} \quad (\text{II}).$$

Après transformée de Fourier temporelle et discrétisation, cette équation peut être écrite sous la forme matricielle suivante, qui peut être écrite pour chaque  
5 fréquence du spectre de l'onde de cisaillement :

$$\bar{B} = H \bar{M} \quad (\text{III}), \text{ où :}$$

- M est un vecteur de dimension  $(L+2) \cdot (M+2) - 4$  dont chaque composante vaut  $\mu_{lm}$ , c'est à dire la valeur locale du module de cisaillement en chaque point discrétisé de coordonnées  $(x_l, y_m)$ , où l et m sont des entiers compris entre 0 et respectivement L+1 et M+1 en éliminant les couples (l,m) valant (0,0), (0,M+1), (L+1,0) et (L+1,M+1), L+2 et M+2 étant les nombres de points discrétisés dans l'image du milieu 1 respectivement selon les axes X et Y,  
10

- B est un vecteur de dimension L.M, dont les composantes valent  $-\omega^2 \cdot \rho \cdot U_{lm}$  où  $\omega$  est la pulsation de l'onde de cisaillement basse fréquence,  $\rho$  est la densité du milieu,  $U_{lm}$  est la transformée de Fourier temporelle du déplacement u au point de coordonnées  $(x_l, y_m)$ , l étant  
15 compris entre 1 et L et m étant compris entre 1 et M,

- et H est une matrice de dimension L.M lignes sur  $(L+2) \cdot (M+2) - 4$  colonnes, dont les composantes sont également toutes connues à partir de l'équation d'onde.

En juxtaposant un nombre suffisant d'équations  
25 (III) correspondant respectivement à différentes disponibles du spectre de fréquences de l'onde de cisaillement, on obtient une équation matricielle globale qui peut être résolue par inversion matricielle, pour obtenir le vecteur

M, c'est à dire la valeur du module de cisaillement  $\mu$  en tout point du champ d'observation.

On peut alors en déduire éventuellement la valeur locale de la vitesse de propagation  $C_s$  de l'onde de cisaillement en chaque point, par la formule :

$$C_s = \sqrt{\frac{\mu}{\rho}} .$$

Le mode de calcul serait le même en utilisant non plus les déplacements, mais les déformations du milieu observé 1.



REVENDICATIONS

1. Procédé d'imagerie utilisant les ondes de cisaillement pour observer un milieu viscoélastique diffusant (1) qui contient des particules (5) réfléchissant les ondes ultrasonores de compression, procédé dans lequel on génère une onde élastique de cisaillement dans le milieu viscoélastique et on observe, au moyen d'au moins une onde ultrasonore de compression, le déplacement du milieu viscoélastique (1) soumis à ladite onde de cisaillement, caractérisé en ce qu'on génère l'onde de cisaillement en appliquant au milieu viscoélastique une excitation ayant la forme d'une impulsion basse fréquence qui présente une fréquence centrale  $f$  comprise entre 20 et 5000 Hz, cette impulsion basse fréquence présentant une durée comprise entre  $1/2f$  et  $20/f$ , en ce qu'il comporte une étape d'observation de propagation au cours de laquelle on observe la propagation de l'onde de cisaillement simultanément en une multitude de points dans le milieu observé, ces points formant un champ d'observation sensiblement continu s'étendant au moins selon un premier axe (X), cette étape d'observation de propagation de l'onde de cisaillement consistant à :
- émettre dans le milieu observé une succession d'au moins 10 tirs d'ondes ultrasonores de compression à une cadence comprise entre 100 et 100 000 tirs par seconde,
  - détecter et enregistrer en temps réel les échos générés par les particules réfléchissantes du milieu vis-

coélastique à chaque tir d'onde ultrasonore, ces échos correspondant à des images successives du milieu observé, et en ce que ledit procédé comporte en outre une étape ultérieure de traitement d'image au cours de laquelle on  
5 traite en temps différé les images ainsi obtenues au moins par intercorrélation entre images successives, pour déterminer en chaque point du champ d'observation un paramètre de mouvement choisi entre le déplacement et la déformation du milieu viscoélastique, de façon à obtenir ainsi une  
10 succession d'images montrant l'évolution du paramètre de mouvement du milieu viscoélastique sous l'effet de la propagation de l'onde de cisaillement.

2. Procédé selon la revendication 1, dans lequel la durée de l'impulsion basse fréquence est comprise entre  
15  $1/2f$  et  $2f$ .

3. Procédé selon la revendication 1 ou la revendication 2, dans lequel la fréquence centrale de l'impulsion basse fréquence est comprise entre 30 et 1000 Hz.

4. Procédé selon l'une quelconque des revendications  
20 précédentes, dans lequel le milieu viscoélastique (1) observé est constitué par un corps vivant comprenant au moins un organe interne soumis à des mouvements impulsionnels, l'impulsion basse fréquence qui génère l'onde de cisaillement étant constituée par un mouvement impulsionnel dudit organe interne.  
25

5. Procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 3, dans lequel le milieu viscoélastique (1) observé est délimité par une surface extérieure (3), et l'impulsion basse fréquence est appliquée au niveau de  
30 cette surface extérieure.

6. Procédé selon la revendication 5, dans lequel l'impulsion basse fréquence est appliquée par un moyen d'excitation choisi parmi :

- une onde acoustique générée par au moins un  
5 transducteur acoustique (2),

- et un choc généré localement par contact physique au niveau de la surface extérieure (3) du milieu viscoélastique.

7. Procédé selon la revendication 5 ou la revendication 6, dans lequel on émet les tirs d'ondes ultrasonores de compression et on détecte les échos générés par les particules réfléchissantes du milieu viscoélastique, au moyen d'une batterie de transducteurs (6) qui comprend au moins un transducteur ( $T_1$ , ...,  $T_n$ ) et qui est disposée au  
10 contact de la surface extérieure du milieu viscoélastique, l'onde de cisaillement étant appliquée au milieu viscoélastique en imposant un déplacement impulsif à ladite batterie de transducteurs.  
15

8. Procédé selon la revendication 7, dans lequel ledit paramètre de mouvement est la déformation du milieu viscoélastique.  
20

9. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel, au cours de l'observation de la propagation de l'onde de cisaillement, on émet entre  
25 100 et 10 000 tirs d'ondes ultrasonores de compression à une cadence comprise entre 1000 et 100 000 tirs par seconde.

10. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel le champ d'observation  
30 s'étend au moins selon un plan comprenant d'une part, le

premier axe (X) et d'autre part, un deuxième axe perpendiculaire au premier axe (Y).

11. Procédé selon la revendication 10, dans lequel, au cours de l'étape d'observation de propagation, on  
5 utilise une batterie (6) de plusieurs transducteurs acoustiques ( $T_1$ , ...,  $T_n$ ) disposés au moins selon le deuxième axe (Y) pour émettre les tirs d'ondes acoustiques ultrasonores de compression et détecter les échos générés par les particules réfléchissantes (5) du milieu viscoélastique, les  
10 échos détectés par chaque transducteur acoustique étant mémorisés directement sans traitement préalable au cours de l'étape d'observation de propagation, et l'étape de traitement d'image comprenant une sous-étape préliminaire de formation de voies au cours de laquelle on génère une  
15 image du milieu viscoélastique correspondant à chaque tir d'onde ultrasonore de compression, par combinaison d'au moins certains des échos reçus par les différents transducteurs ( $T_1$ , ...,  $T_n$ ).

12. Procédé selon l'une quelconque des revendications  
20 précédentes, dans lequel l'étape de traitement d'images est suivie par une étape de visualisation au cours de laquelle on visualise au ralenti un film constitué par la succession des images traitées, chaque point de chaque image présentant un paramètre optique qui varie  
25 suivant la valeur du paramètre de mouvement affecté à ce point.

13. Procédé selon la revendication 12, dans lequel le paramètre optique est choisi parmi le niveau de gris et le niveau chromatique.

14. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel l'étape de traitement d'images est suivie par une étape de cartographie au cours de laquelle, à partir de l'évolution du paramètre de mouvement au cours du temps dans le champ d'observation, on calcule au moins un paramètre de propagation de l'onde de cisaillement en au moins certains points du champ d'observation.

15 15. Procédé selon la revendication 14, dans lequel le paramètre de propagation de l'onde de cisaillement qui est calculé au cours de l'étape de cartographie est choisi parmi la vitesse des ondes de cisaillement, le module de cisaillement, l'atténuation des ondes de cisaillement, l'élasticité de cisaillement, et la viscosité de cisaillement.

16. Dispositif d'imagerie utilisant les ondes de cisaillement pour observer un milieu viscoélastique diffusant (1) qui contient des particules (5) réfléchissant les ondes ultrasonores de compression, ce dispositif comprenant des moyens d'excitation (2) pour générer une onde élastique de cisaillement dans le milieu viscoélastique et des moyens d'acquisition (CPU, Ti, Ei, Mi) pour observer, au moyen d'au moins une onde ultrasonore de compression, le déplacement du milieu viscoélastique soumis à ladite onde de cisaillement, caractérisé en ce que les moyens d'excitation (2) sont adaptés pour appliquer au milieu viscoélastique (1) une excitation ayant la forme d'une impulsion basse fréquence, qui présente une fréquence centrale  $f$  comprise entre 20 et

5000 Hz, cette impulsion basse fréquence présentant une durée comprise entre  $1/2f$  et  $20/f$ ,

en ce que les moyens d'acquisition (CPU, Ti, Ei, Mi) sont adaptés pour observer la propagation de l'onde de cisaillement simultanément en une multitude de points dans le milieu observé, ces points formant un champ d'observation sensiblement continu s'étendant au moins selon un premier axe (X), lesdits moyens d'acquisition étant adaptés pour :

10           - émettre dans le milieu observé une succession d'au moins 10 tirs d'ondes ultrasonores de compression à une cadence comprise entre 100 et 100 000 tirs par seconde,

              - détecter et enregistrer en temps réel les échos  
15   générés par les particules réfléchissantes du milieu viscoélastique à chaque tir d'onde ultrasonore, ces échos correspondant à des images successives du milieu observé, et en ce que ledit dispositif comporte en outre des moyens de traitement d'image (CPU, S, DSP) adaptés pour traiter  
20   en temps différé les images obtenues à partir des moyens d'observation, au moins par intercorrélacion entre images successives, pour déterminer en chaque point du champ d'observation un paramètre de mouvement choisi entre le déplacement et la déformation du milieu viscoélastique, de  
25   façon à obtenir ainsi une succession d'images montrant l'évolution du paramètre de mouvement du milieu viscoélastique sous l'effet de la propagation de l'onde de cisaillement.

              17. Dispositif selon la revendication 16, dans lequel  
30   les moyens d'observation comprennent une batterie (6)

de transducteurs ( $T_1, \dots, T_n$ ) qui inclut au moins un transducteur et qui est adaptée pour être disposée au contact d'une surface extérieure (3) délimitant le milieu visco-élastique (1), les moyens d'excitation (2) étant adaptés  
5 pour imposer un déplacement impulsif à ladite batterie (6) de transducteurs.

18. Dispositif selon la revendication 17, dans lequel ledit paramètre de mouvement est la déformation du milieu viscoélastique.

19. Dispositif selon l'une quelconque des revendications 17 et 18, dans lequel le champ d'observation s'étend au moins selon un plan comprenant d'une part, le premier axe (X) et d'autre part, un deuxième axe (Y) perpendiculaire au premier axe, la batterie (6) de transducteurs comportant plusieurs transducteurs ( $T_1, \dots, T_n$ ) disposés au moins selon le deuxième axe, des moyens de commande (4, CPU) étant prévus pour sélectivement faire fonctionner le dispositif soit dans le mode d'imagerie par ondes de cisaillement, soit dans un mode d'échographie standard permettant d'acquérir entre 10 et 100 images par seconde.

FIG.1.

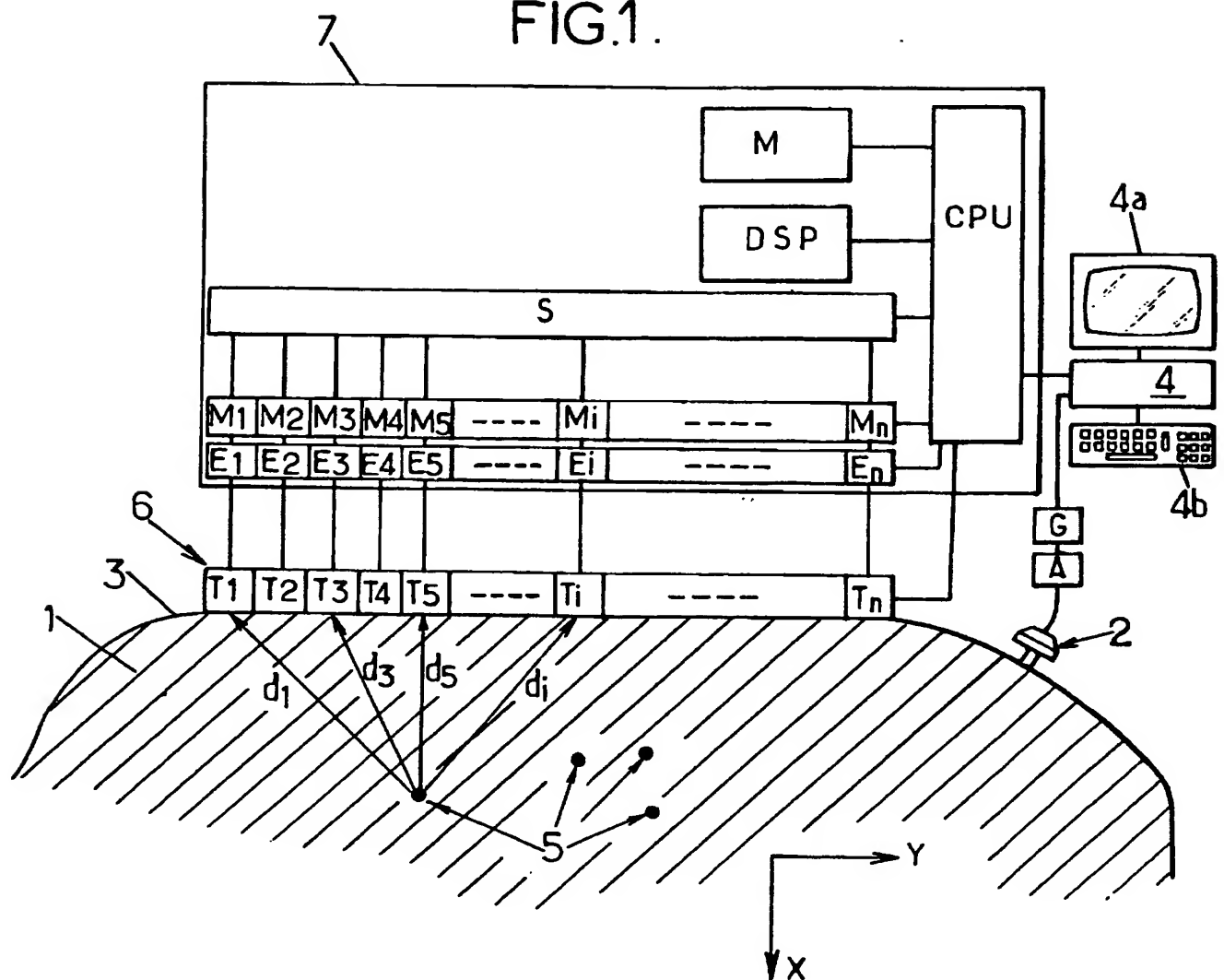
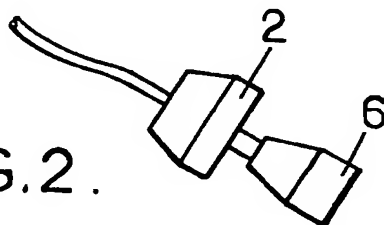


FIG.2.





2791136

REPUBLIQUE FRANÇAISE

INSTITUT NATIONAL  
de la  
PROPRIETE INDUSTRIELLE

**RAPPORT DE RECHERCHE  
PRELIMINAIRE**

établi sur la base des dernières revendications  
déposées avant le commencement de la recherche

N° d'enregistrement  
national

FA 570026  
FR 9903157

DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS		Revendications concernées de la demande examinée
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes	
A	US 5 099 848 A (PARKER KEVIN J ET AL) 31 mars 1992 (1992-03-31) * revendication 1 *	1, 16
A	US 5 524 636 A (SARVAZYAN ARMEN P ET AL) 11 juin 1996 (1996-06-11) * colonne 22, ligne 53 - ligne 58 *	1
A	US 5 839 441 A (STEINBERG BERNARD D) 24 novembre 1998 (1998-11-24) * abrégé *	1
A	FR 2 655 835 A (GEN ELECTRIC CGR) 21 juin 1991 (1991-06-21) * abrégé *	1
D, A	US 5 810 731 A (RUDENKO OLEG V ET AL) 22 septembre 1998 (1998-09-22) * le document en entier *	1, 16
		DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHES (Int.CL.7)
		G01N A61B
Date d'achèvement de la recherche		Examineur
1 mars 2000		Duchatellier, M
<p><b>CATEGORIE DES DOCUMENTS CITES</b></p> <p>X : particulièrement pertinent à lui seul Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie A : pertinent à l'encontre d'au moins une revendication ou arrière-plan technologique général O : divulgation non-écrite P : document intercalaire</p> <p>T : théorie ou principe à la base de l'invention E : document de brevet bénéficiant d'une date antérieure à la date de dépôt et qui n'a été publié qu'à cette date de dépôt ou qu'à une date postérieure. D : cité dans la demande L : cité pour d'autres raisons &amp; : membre de la même famille, document correspondant</p>		

2

EPO FORM 1503 03.82 (904C13)

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**